

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problems Mailbox.**



⑩ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑪ Gebrauchsmusterschrift
⑪ DE 200 10 369 U 1

⑩ Int. CL:
A 61 N 1/05
A 61 M 25/00

DE 200 10 369 U 1

⑪ Aktenzeichen: 200 10 369.5
⑪ Anmeldetag: 7. 6. 2000
⑪ Eintragungstag: 17. 8. 2000
⑪ Bekanntmachung im Patentblatt: 21. 9. 2000

⑩ Inhaber:

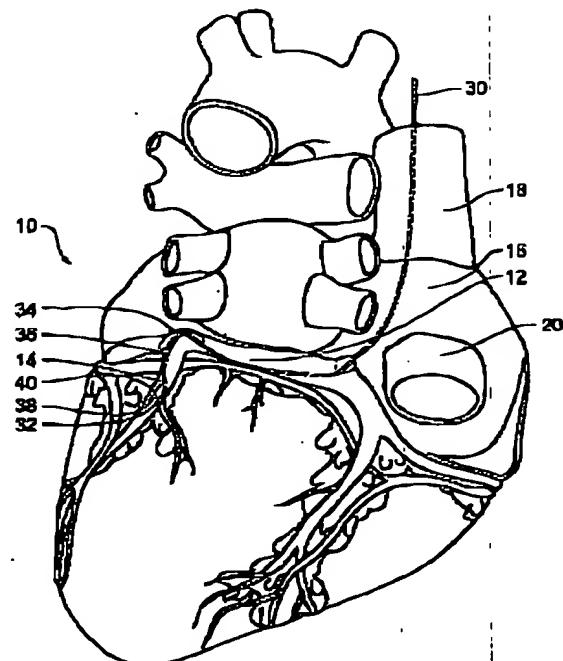
BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co.
Ingenieurbüro Berlin, 12359 Berlin, DE

⑩ Vertreter:

Eisenführ, Speiser & Partner, 14195 Berlin

⑩ Elektrodenanordnung

⑩ Elektrodenanordnung mit einer Elektrodenleitung (30), die mindestens eine Elektrode (36) trägt, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenleitung (30) ausgebildet ist, einen derart vorgekrümmten Verlauf anzunehmen, dass sie zu mindest eine Hauptkrümmung (34) annimmt, in deren Bereich die Elektrode (36) angeordnet ist, wobei die Hauptkrümmung (34) so ausgebildet ist, dass die Elektrode (36) im implantierten Zustand im Bereich einer Gefäßverzweigung an einer vorbestimmten Gefäßwand anliegt, während die Elektrodenleitung der Gefäßverzweigung folgt.



Eisenführ, Speiser & Partner

Berlin, den

6. Juni 2000

Unser Zeichen:

BB1028 JVO/as

Anmelder/inhaber:

**BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte GmbH & CO.
Ingenieurbüro Berlin**

Amtsbezeichnen:

NeuanmeldungBerlin
PatentanwälteEuropean Patent Attorneys
Dipl.-Ing. Henning Christensen
Dipl.-Ing. Joachim von Oppen
Dipl.-Ing. Jutta Kaden
*nur PatentanwaltPostfach 455
D-14155 Berlin
Tel. +49-(0)30-841 8870
Fax +49-(0)30-8418 8777
mail@eisenfuhr.comBremen
PatentanwälteEuropean Patent Attorneys
Dipl.-Ing. Günther Eisenführ
Dipl.-Ing. Dieter K. Speiser
Dr.-Ing. Werner W. Rebus
Dipl.-Ing. Jürgen Brügge
Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt
Dipl.-Ing. Klaus G. Göken
Jochen Ehlers
Patentanwältin
Dipl.-Ing. Mark AndresRechtsanwälte
Ulrich H. Sander
Sabine RichterHamburg
Patentanwältin
Dipl.-Phys. Frank MeierRechtsanwälte
Christian Spichtig
Reiner BöhmBürgenbach
Patentanwälte
European Patent Attorneys
Dipl.-Wirtsch.-Ing. Reiner Fritzsch
Lbm.-Chem. Gabriele Leitzen-Gerst
Patentanwältin
Dipl.-Chem. Dr. Peter SchulerAlcamo
European Trademark Attorney
Dipl.-Ing. Jürgen Klinghardt**BIOTRONIK Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co. Ingenieurbüro Berlin
Woermannkehre 1, 12359 Berlin****Elektrodenanordnung**

Die Erfindung betrifft eine Elektrodenanordnung mit einer Elektrodenleitung, die mindestens eine Elektrode trägt.

Eine derartige Elektrodenleitung kann beispielsweise als Katheter ausgebildet sein, der zum Einführen beispielsweise in ein menschliches Herz ausgebildet ist und im Bereich seines distalen Endes Elektroden trägt, die zum Abgeben elektrischer Stimulationsimpulse an das Herzgewebe oder zum Aufnehmen elektrischer Signale vom Herzen ausgebildet sind. Die Elektrodenleitung ist dazu an ihrem proximalen Ende zum Beispiel mit einem implantierbaren Herzschrittmacher, Kardioverter oder Defibrillator verbunden.

DE 200 10369 U1

B 07-06-00

- 2 -

Es sind eine Vielzahl verschiedenartiger Ausführungsformen von für die Stimulation des Herzens verwendbaren Elektrodenleitungen vorgeschlagen worden. Dennoch besteht nach wie vor ein Bedarf an solchen Elektrodenleitungen, die eine sichere und unproblematische Positionierung von Elektroden insbesondere an solchen Orten erlauben, die neue Varianten der Therapie eines Herzens durch Elektrostimulation erschließen oder eine effizientere Durchführung bekannter Therapien erlauben.

Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, eine Elektrodenanordnung anzugeben, die eine Alternative zu bekannten Elektrodenanordnungen darstellt.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch eine Elektrodenanordnung der eingangs genannten Art gelöst, welche ausgebildet ist, einen derart vorgekrümmten Verlauf anzunehmen, dass sie zumindest eine Hauptkrümmung annimmt, in deren Bereich die Elektrode angeordnet ist, wobei die Hauptkrümmung so ausgebildet ist, dass die Elektrode im implantierten Zustand der Elektrodenleitung im Bereich einer Gefäßverzweigung an einer vorbestimmten Gefäßwand anlegt, während die Elektrodenleitung der Gefäßverzweigung folgt.

Der Erfindung liegt der Gedanke zugrunde, eine Elektrodenleitung so hinsichtlich ihrer Form an die Form einer Gefäßverzweigung anzupassen, dass die Elektrodenleitung aufgrund ihrer Form in der Gefäßverzweigung eine definierte Position annimmt und insbesondere dort, wo sie eine Elektrode trägt, an einer vorbestimmten Gefäßwand anlegt. Dies macht gesonderte Positioniermittel wie Abstandshalter oder Befestigungsmittel zur Verankerung der Elektrodenleitung überflüssig und vermeidet alle damit verbundenen Probleme. Dennoch lässt sich eine definierte Elektrodenposition sicherstellen.

Bevorzugter Einsatzort einer derartigen Elektrode ist die Verzweigung vom Koronarsinus zur Lateralvene (vena posterior ventriculi sinistri). Dementsprechend ist die Hauptkrümmung der Elektrodenleitung vorzugsweise an diese Gefäßverzweigung

DE 200 10 089 U1

B 07-06-00

- 3 -

angepasst.

Die Hauptkrümmung ist vorzugsweise eine Krümmung in zwei Ebenen, das heißt, sie verläuft auf einer gekrümmten Fläche. Die Hauptkrümmung verläuft dabei vorzugsweise auf einer zylinder- oder torusartig gekrümmten Fläche und ist besonders bevorzugt zumindest in einer Ebene S-förmig ausgebildet. In einer solchen bevorzugten Ausführungsform ist die Hauptkrümmung zumindest abschnittsweise einem Helixabschnitt ähnlich.

Zur Erweiterung des Einsatzbereiches der Elektrodenanordnung beispielsweise für die bipolare Stimulation weist die Elektrodenanordnung an ihrem distalen Ende vorzugsweise eine zweite Elektrode auf. Diese kann beispielsweise als Tip-Elektrode ausgebildet sein. Die Elektrodenanordnung ist vorzugsweise ausgebildet, eine Krümmung im Bereich ihres distalen Endes anzunehmen, so dass die zweite Elektrode im implantieren Zustand an einem vorgebbaren Ort an einer Gefäßwand anliegt. Mittels einer derartigen Krümmung im Bereich des distalen Endes der Elektrodenleitung kann auch eine Elektrode im Bereich des distalen Endes, insbesondere eine Tip-Elektrode, definiert und dauerhaft an einer Gefäßwand positioniert werden, ohne dass dazu besondere Befestigungsmittel oder andere Hilfsmittel erforderlich sind. Vielmehr ist die Form der Elektrodenleitung selbst so gewählt, dass die Elektrodenleitung in dem Gefäß eine definierte Position annimmt, so dass auch die an der Elektrodenleitung befestigten Elektroden definiert positioniert sind. Dieser Gedanke ist auch auf weitere Elektroden der Elektrodenleitung erweiterbar.

Die Krümmung am distalen Ende der Elektrodenleitung kann unabhängig von der Hauptkrümmung vorgegeben werden, kann aber auch eine Fortsetzung der Hauptkrümmung sein. Dies hängt davon ab, wo und in welchem Abstand zur ersten Elektrode die zweite Elektrode positioniert werden soll.

Die Erfindung soll nun anhand eines Ausführungsbeispiels mit Hilfe der Figuren näher erläutert werden.

DE 200 10 369 U1

807-06-00

- 4 -

Von den Figuren zeigen:

Figur 1 Die Außenansicht eines menschlichen Herzens in Bezug auf den menschlichen Körper von hinten gesehen samt positionierter Elektrodenleitung.

Figur 2 Ein Detail aus Figur 1 aus der Ansicht von oben.

In der in Figur 1 dargestellten Ansicht eines Herzens 10 von hinten sind der Koronarsinus 12 und die Lateralvene 14 (vena posterior ventriculi sinistri) zu erkennen. Der Koronarsinus mündet in das rechte Atrium 16 des Herzens 10 in welches sowohl die obere Hohlvene 18 (vena cava superior) als auch die untere Hohlvene 20 (vena cava inferior) münden.

Eine Elektrodenleitung 22 ist durch die obere Hohlvene 18 und den rechten Vorhof 16 (atrium dextrum) in den Koronarsinus 12 eingeführt und folgt diesem bis dorthin, wo die Lateralvene 14 vom Koronarsinus 12 abzweigt. Die Elektrodenleitung 30 folgt der Abzweigung in die Lateralvene 14. Dargestellt sind das proximale Ende 32 der Elektrodenleitung 30 sowie der daran anschließende distale Abschnitt der Elektrodenleitung 30, der hier interessiert. Das proximale Ende der Elektrodenleitung 30 sowie ein möglicherweise hieran angeschlossener Schrittmacher, Defibrillator oder ähnliches sind nicht dargestellt.

In Figur 1 deutlich zu erkennen ist ein mit 34 bezeichneter Abschnitt der Elektrodenleitung 30, in dem diese eine Hauptkrümmung aufweist, die derart ausgebildet ist, dass die Position der Elektrodenleitung 30 im Bereich der Abzweigung der Lateralvene 14 vom Koronarsinus 12 allein durch ihre Formgebung fixiert ist, und zwar indem die Elektrodenleitung 30 aufgrund ihrer Hauptkrümmung definiert an den Wänden der relevanten Gefäße, nämlich des Koronarsinus 12 und der Lateralvene 14 anliegt. Auch Figur 2 zeigt dieses Anliegen der Elektrodenleitung 30 an den Gefäßwänden des Koronarsinus 12 und der Lateralvene 14. In der Zusammen-

DE 200 10 369 U1

607-06-00

- 5 -

schau von Figur 1 und 2 wird deutlich, wie die Elektrodenleitung 30 durch ihre dreidimensionale Verformung in jeder Dimension eindeutig in den Gefäßen, nämlich dem Koronarsinus 12 und der Lateralvene 14, positioniert ist.

Im Bereich der Hauptkrümmung 34 trägt die Elektrodenleitung 30 eine erste Elektrode 36. Die Hauptkrümmung 34 ist so ausgebildet, dass die Elektrode 36 an der dem Inneren des Herzens 10 zugewandten Gefäßwand des Koronarsinus 12 im Bereich der Abzweigung zur Lateralvene 14 anliegt; siehe Figur 2.

Eine zweite Elektrode 38 ist am oder nahe dem distalen Ende 32 der Elektrodenleitung 30 angebracht. Falls sich die zweite Elektrode 38 am distalen Ende der Elektrodenleitung befindet, ist die zweite Elektrode 38 vorzugsweise als Tip-Elektrode ausgebildet. Dargestellt ist eine als Ringelektrode ausgebildete zweite Elektrode 30. Im Bereich des distalen Endes 32 weist die Elektrodenleitung 30 eine zweite Krümmung 40 auf, die so ausgebildet ist, dass die zweite Elektrode 38 definiert an einer dem Inneren des Herzens 10 zugewandten Gefäßwand der Lateralvene 14 anliegt. Die zweite Krümmung 40 kann einer Fortsetzung der Hauptkrümmung 34 darstellen.

Das dargestellte distale Ende der Elektrodenleitung 30 ist - beispielsweise durch einen entsprechend vorgeformten, elastischen Federdraht - so ausgebildet, dass es aufgrund von in der Elektrodenleitung 30 wirkenden Federkräften die zuvor beschriebene Form annimmt. Dazu wird die Elektrodenleitung 30 oder ein in das distale Ende der Elektrodenleitung 30 integrierter Federdraht vor der Implantation der Elektrodenleitung 30 plastisch so verformt, dass die Elektrodenleitung 30 unter Abwesenheit weiterer Kräfte elastisch die beschriebene Form einnimmt. Die vorgeformte Elektrodenleitung 30 oder ihr entsprechend vorgeformter Federdraht besitzen dabei eine Elastizität, die es erlaubt, die Elektrodenleitungen beispielsweise zum Einführen in die entsprechenden Gefäße mit Hilfe eines Führungsdrähtes, eines Mandrins oder eines Führungskatheters beliebig zu formen. Während des Einsatzes der Elektrodenleitung wird die Verformung der Elektrodenleitung von dem

DE 200 10 369 U1

807-06-00

- 6 -

Führungsdrat wo es nötig ist überwunden oder kompensiert.

Als **plastisch verformter und elastisch verformbarer Bestandteil** der Elektrodenleitung kommt insbesondere jene übliche Drahtwendel im Inneren der Elektrodenleitung in Frage, die der Kontaktierung der Elektroden dient. Diese Drahtwendel kann aus Federstahl bestehen. Ist die Elektrodenleitung am gewünschten Ort platziert und sind der **Führungsdrat oder der Führungskatheter entfernt**, nimmt die Elektrodenleitung dann aufgrund der **elastischen Kräfte** die **vorgeformte Form** an und legt sich insbesondere an die vorgesehenen Gefäßwände an.

Auch ein **Silikon-Mantel** einer Elektrodenleitung kann so ausgebildet sein, dass er die **Vorformung** der Elektrodenleitung bewirkt.

Alternativ kann die Elektrodenleitung ähnlich bekannten Kathetern zur Aufnahme eines Mandrins vorgesehen sein und mit Hilfe dieses Mandrins platziert werden. Nach dem Platzieren der Elektrodenleitung kann der Mandrin entfernt werden und es wird ein entsprechend vorgeformter Einschub, beispielsweise ein vorgeformter Federdraht in ein entsprechendes Lumen der Elektrodenleitung 30 eingeführt. Das Lumen kann das gleiche sein, welches während des Einführens der Elektrodenleitung in die Blutgefäße der Aufnahme des Mandrins dient. Es kann auch ein eigenes Lumen für den Federdraht vorgesehen sein. Nach dem Einführen der Elektrodenleitung in die Blutgefäße kann der Mandrin entfernt werden. Anschließend kann der vorgeformte Federdraht in das Lumen der Elektrodenleitung eingesetzt werden. Beim Einsetzen des Federdrahtes wird dieser in dem Lumen der Elektrodenleitung 30 geführt. Der Federdraht folgt dabei aufgrund seiner Elastizität auch beliebigen, durch die Gefäße vorgegebenen Krümmungen der Elektrodenleitung 30. Wenn der Federdraht bis zum distalen Ende 32 in die Elektrodenleitung 30 eingeführt und gegebenenfalls in die vorgesehene rotatorische Position gedreht ist, nimmt die Elektrodenleitung 30 die zuvor beschriebene Form ein. Die zuletzt beschriebene Variante bietet insbesondere den Vorteil, dass die Elektrodenleitung ohne den eingesetzten Federdraht sehr biegeweich gestaltet sein kann und sich

DE 200 10 369 U1

B 07-06-00

- 7 -

deshalb besonders leicht mit Hilfe des Mandrins oder eines Führungsdrähtes auch in verwickelten Gefäßten plazieren läßt, da die Vorformung nicht schon von vornherein eingebaut ist und daher nicht erst durch den Mandrin oder Führungsdräht überwunden werden muß. Muß nämlich die Vorbiegung der Elektrodenleitung durch den Mandrin oder Führungsdräht während des Einsetzens der Elektrodenleitung kompensiert werden, ist das Gesamtgebilde auch Elektrodenleitung und Mandrin beziehungsweise Führungsdräht relativ steif.

Alternativ sind Varianten denkbar, bei denen die Elektrodenleitung erst im eingesetzten Zustand in die vorgesehene Form gebracht wird. Dazu können beispielsweise zunächst plastische und später elastisch austärtende Materialien in der Elektrodenleitung 30 dienen. Auch der Einsatz von beispielsweise auf einer Titanlegierung basierenden Memorymetallen kann zu der beschriebenen Formgebung der Elektrodenleitung 30 führen.

DE 200 10 369 U1

607-06-00

- 8 -

Schutzansprüche

1. Elektrodenanordnung mit einer Elektrodenleitung (30), die mindestens eine Elektrode (36) trägt, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenleitung (30) ausgebildet ist, einen derart vorgekrümmten Verlauf anzunehmen, dass sie zumindest eine Hauptkrümmung (34) annimmt, in deren Bereich die Elektrode (36) angeordnet ist, wobei die Hauptkrümmung (34) so ausgebildet ist, dass die Elektrode (36) im implantierten Zustand im Bereich einer Gefäßverzweigung an einer vorbestimmten Gefäßwand anliegt, während die Elektrodenleitung der Gefäßverzweigung folgt.
2. Elektrodenanordnung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptkrümmung (34) an die Gefäßverzweigung vom Koronarsinus (12) zur Lateralvene eines menschlichen Herzens (10) angepasst ist.
3. Elektrodenanordnung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptkrümmung (34) eine Krümmung in zwei Ebenen ist.
4. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptkrümmung (34) auf einer zylinder- oder torusartig gekrümmten Fläche verläuft.
5. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptkrümmung (34) zumindest in einer Ebene S-förmig ist.
6. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass die Hauptkrümmung (34) zumindest abschnittsweise einem Helixabschnitt ähnlich ist.

DE 200 10 369 U1

B 07-06-00

- 9 -

7. Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, gekennzeichnet durch eine zweite Elektrode (31) am distalen Ende der Elektrodenleitung (30).
8. Elektrodenanordnung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrodenleitung (30) ausgebildet ist eine Krümmung im Bereich ihres distalen Endes (32) anzunehmen, welche so ausgebildet ist, dass die zweite Elektrode (38) im implantierten Zustand an einer Gefäßwand anliegt.
9. Elektrodenanordnung nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Krümmung am distalen Ende eine zweite Krümmung ist.
10. Elektrodenanordnung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Krümmung am distalen Ende eine Fortsetzung der Hauptkrümmung ist.

DE 200 10369 U3

B 07-06-00

1/2

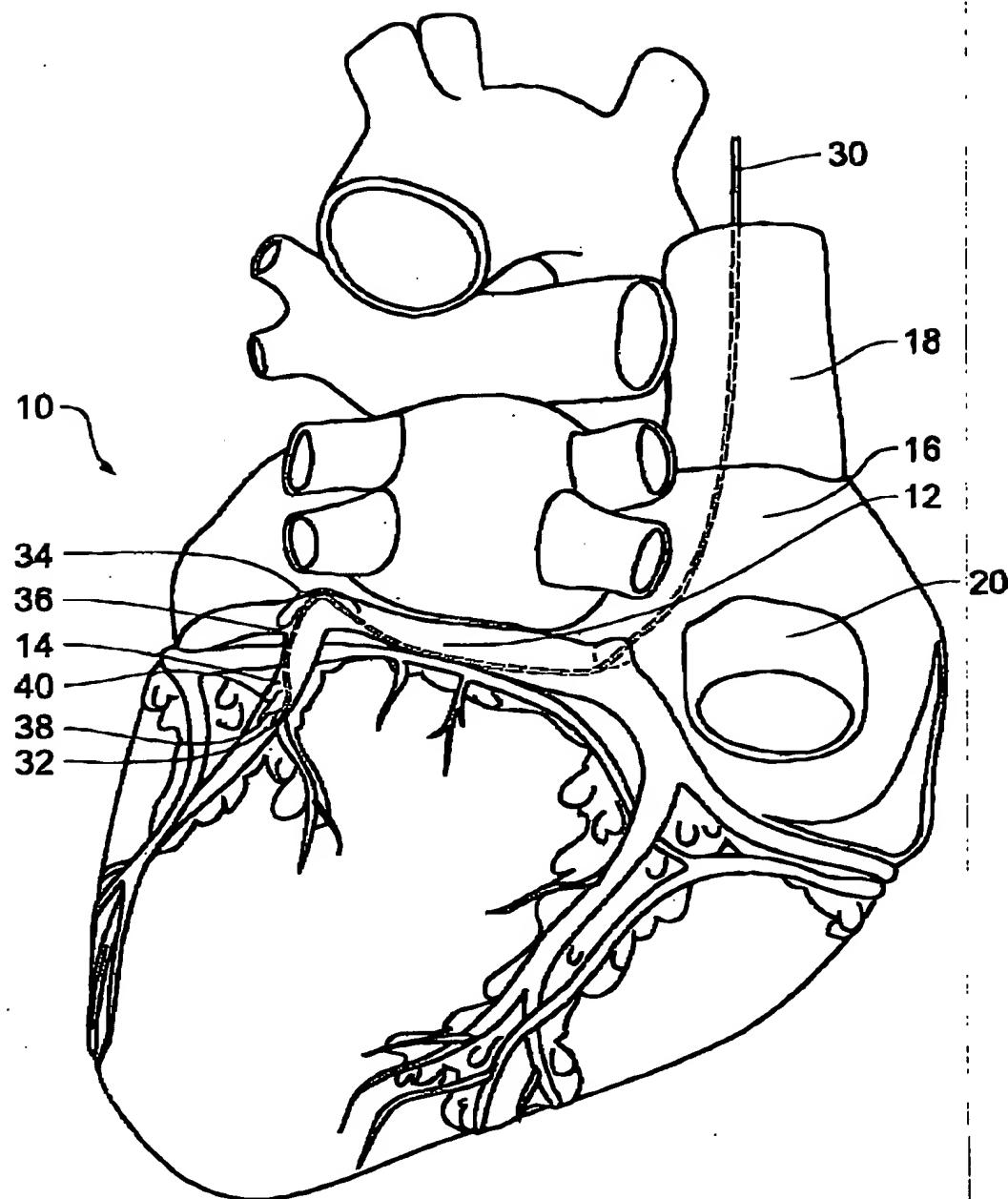


Fig.1

DE 200 10 369 U1

8 07-06-00

2/2

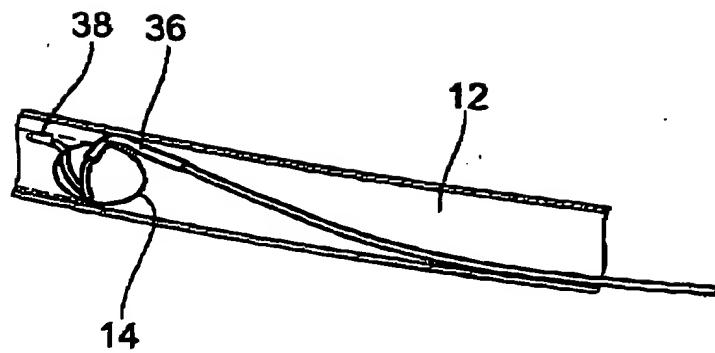


Fig. 2

DE 200 10 369 U1

German Utility Model No. 200 10 369 U 1

Job No.: 2357-88549

Translated from German by the Ralph McElroy Translation Company
910 West Avenue, Austin, Texas 78701 USA

Ref.: DE 20010369U1

FEDERAL REPUBLIC OF GERMANY
GERMAN PATENT AND TRADEMARK OFFICE
UTILITY MODEL NO. 200 10 369 U 1

Int. Cl.⁷:

A 61 N 1/05
A 61 M 25/00

Filing No.:

200 10 369.5

Filing Date:

June 7, 2000

Registration Date:

August 17, 2000

Announcement in the Patent Bulletin:

September 21, 2000

ELECTRODE ARRANGEMENT

Grantee:

BIOTRONIK Meß- und
Therapiegeräte GmbH & Co.
Ingenieurbüro Berlin, 12359 Berlin,
GERMANY

Agents:

Eisenführ, Speiser & Partners,
14195 Berlin

[Abstract]

Electrode arrangement with an electrode lead (30), which carries at least one electrode (36), characterized in that the electrode lead (30) is constructed so that it assumes a course that is precurved in such a way that it assumes at least one principal curvature (34) in whose region the electrode (36) is arranged, whereby the principal curvature (34) is constructed in such a way that, in the implanted state, the electrode (36) is located adjacent to a predetermined vessel wall in the region of a vascular bifurcation, whereas the electrode lead follows the branching of the vessel.

//insert figure//

The invention pertains to an electrode arrangement with an electrode lead that carries at least one electrode.

Such an electrode lead can be constructed in the form of, e.g., a catheter, which is constructed for introduction into, e.g., a human heart, and carries electrodes in the region of its distal end, whereby these electrodes are constructed for releasing electrical stimulation impulses to the tissue of the heart, or for accepting electrical signals from the heart. In order to do this, the electrode lead is connected, at its proximal end, to, e.g., an implantable pacemaker, cardioverter or defibrillator.

A number of different embodiments of electrode leads have been proposed that can be used for stimulating the heart. Nevertheless, there is still a need for such electrode leads that permit the safe and non-problematical positioning of electrodes, especially at those locations that open up new variants for heart therapy by means of electrostimulation or via the more efficient implementation of known therapies.

The problem for the present invention is to indicate an electrode arrangement that represents an alternative to known electrode arrangements.

This problem is solved, in accordance with the invention, by means of an electrode arrangement of the type that is designated at the beginning that is constructed so that it assumes a course that is precurved in such a way that it assumes at least one principal curvature in whose region the electrode is arranged, whereby the principal curvature is constructed in such a way that, in the implanted state of the electrode lead, the electrode is located adjacent to a

predetermined vessel wall in the region of a vascular bifurcation, whereas the electrode lead follows the branching of the vessel.

The concept that forms the basis of the invention is to adapt an electrode lead, in regard to its shape, in such a way with respect to the shape of a vascular bifurcation that, because of its shape, the electrode lead assumes a defined position in the vascular bifurcation especially where it carries an electrode, and is located adjacent to a predetermined vessel wall. Separate positioning devices, such as spacers or securing devices for anchoring the electrode lead, are hereby made superfluous, and all the problems that are associated therewith are avoided. Nevertheless, a defined electrode position can be ensured.

The preferred position for using such an electrode is the bifurcation of the coronary sinus at the lateral vein (vena posterior ventriculi sinistri). Accordingly, the principal curvature of the electrode lead is preferably adapted to this vascular bifurcation.

The principal curvature is preferably a curvature in two planes, i.e., it proceeds over a curved surface. The principal curvature hereby preferably proceeds over a cylindrical or torus-like curved surface, and it is especially preferably constructed in an S-shaped configuration in at least one plane. The principal curvature in such a preferred embodiment is, at least sectionally, similar to a helical section.

In order to widen the range of applications of the electrode arrangement, e.g. for bipolar stimulation, at its distal end the electrode arrangement preferably has a second electrode. This can be constructed in the form of a tip electrode. The electrode arrangement is preferably constructed so that it assumes a curvature in the region of its distal end such that, in the implanted state, the second electrode is located adjacent to a vessel wall at a position that is capable of being prescribed. An electrode in the region of the distal end, especially a tip electrode, can also be positioned in a defined and permanent manner on a vessel wall by means of such a curvature in the region of the distal end of the electrode lead, whereby this can be done without special securing or other auxiliary devices being required for this. Rather, the shape of the electrode lead itself is selected in such a way that the electrode lead assumes a defined position in the vessel so that the electrodes which are attached to the electrode lead are also positioned in a defined manner. This concept is also capable of being expanded to additional electrodes of the electrode lead.

The curvature at the distal end of the electrode lead can be prescribed independently of the principal curvature, but it can also be a continuation of the principal curvature. This depends on where the second electrode is to be positioned, and at what distance it is to be from the first electrode.

The invention will now be explained in more detail by means of an example of an embodiment and with the help of figures.

Figure 1 shows an external view of a human heart in relation to the human body when seen from behind, along with a positioned electrode lead.

Figure 2 shows a detail from Figure 1 from the view from above.

The coronary sinus 12 and the lateral vein 14 (vena posterior ventriculi sinistri) can be seen in the view from behind of a heart 10 that is illustrated in Figure 1. The coronary sinus opens out into the right atrium 16 of the heart 10 in which both the upper vena cava 18 (vena cava superior) and the lower vena cava 20 (vena cava inferior) open out.

An electrode lead 22 is introduced into the coronary sinus 12 through the upper vena cava 18 and the right atrium 16 (atrium dextrum), and follows this as far as the point where the lateral vein 14 branches off from the coronary sinus 12. The electrode lead 30 follows the bifurcation into the lateral vein 14. The proximal end 32 of the electrode lead 30 is illustrated as well as the distal section, which is connected thereto, of the electrode lead 30 that is of interest here. The proximal end of the electrode lead 30 and a pacemaker, defibrillator, or the like which is possibly connected thereto are not shown.

A section of the electrode lead 30, which is designated by 34, can be clearly seen in Figure 1, whereby this electrode lead has a principal curvature that is constructed in such a way that the position of the electrode lead 30 is fixed in the region of the bifurcation of the lateral vein 14 of the coronary sinus 12 only via its conformation, namely by way of the fact that the electrode lead 30 is located in a defined manner adjacent to the walls of the relevant vessels, namely the coronary sinus 12 and the lateral vein 14, as a result of its principal curvature.

Figure 2 also shows this positioning of the electrode lead 30 adjacent to the vessel walls of the coronary sinus 12 and the lateral vein 14. It will be seen clearly from the view from Figures 1 and 2 how the electrode lead 30 is positioned unambiguously in every dimension in the vessels, namely the coronary sinus 12 and the lateral vein 14, as a result of its three-dimensional deformation.

The electrode lead 30 carries a first electrode 36 in the region of the principal curvature 34. The principal curvature 34 is constructed in such a way that the electrode 36 is located adjacent to the vessel wall of the coronary sinus 12 in the region of the bifurcation at the lateral vein 14, whereby this vessel wall faces the interior of the heart 10; see Figure 2.

A second electrode 38 is installed at or near the distal end 32 of the electrode lead 30. In the case where the second electrode 38 is located at the distal end of the electrode lead, the second electrode 38 is preferably constructed in the form of a tip electrode. A second electrode 30 is illustrated that is constructed in the form of a ring electrode. The electrode lead 30 has a second curvature 40 in the region of the distal end 32, whereby this second curvature is constructed in such a way that the second electrode 38 is located in a defined manner adjacent to

the vessel wall of the lateral vein 14, whereby this vessel wall faces the interior of the heart 10. The second curvature 40 can be a continuation of the principal curvature 34.

The distal end, which is illustrated, of the electrode lead 30 is constructed in such a way, e.g., by means of an appropriately preshaped elastic spring wire, that it assumes the shape that has been described above as a result of spring-like forces that act in the electrode lead 30. In order to do this, the electrode lead 30 or a spring wire which is integrated into the distal end of the electrode lead 30 is plastically deformed in such a way prior to implantation of the electrode lead 30 that the electrode lead 30 elastically assumes the shape that has been described in the absence of additional forces. The preshaped electrode lead 30, or its correspondingly preshaped spring wire, hereby possess an elasticity that permits it to shape the electrode leads as desired, e.g., for introduction into the corresponding vessels with the help of a guide wire, a mandrel, or a guidance catheter. The preshaping of the electrode lead by the guide wire is overcome or compensated where necessary during the insertion of the electrode lead.

As far as the plastically deformed and elastically deformable component of the electrode lead is concerned, consideration can be given in particular to the conventional wire coil in the interior of the electrode lead that serves for contacting the electrodes. This wire coil can consist of springy steel. Once the electrode lead is placed at the desired location, and once the guide wire or the guidance catheter have been removed, the electrode lead assumes its preformed shape as a result of the elastic forces and becomes located, in particular, at the intended vessel walls.

A silicone sleeve of an electrode lead can also be constructed in such a way that it brings about the preshaping of the electrode lead.

Alternatively, the electrode lead can be provided in a way that is similar to that with known catheters for the accommodation of a mandrel, and it can be positioned with the help of this mandrel. The mandrel can be removed after positioning the electrode lead, and a correspondingly preshaped insertion element, e.g., a preshaped spring wire, is introduced into a corresponding lumen of the electrode lead 30. The lumen can be the same that serves for accommodating the mandrel during the introduction of the electrode lead into the blood vessels. A dedicated lumen can also be provided for the spring wire. The mandrel can be removed after introducing the electrode lead into the blood vessels. The preshaped spring wire can then be inserted into the lumen of the electrode lead. The spring wire is guided in the lumen of the electrode lead 30 during its insertion. As a result of its elasticity, the spring wire also hereby follows any desired curvatures of the electrode lead 30, whereby these curvatures are prescribed by the vessels. If the spring wire has been introduced into the electrode lead 30 as far as the distal end 32 and, if required, rotated into the intended rotary position, then the electrode lead 30 assumes the shape that has been described above. The variant that was described last offers the particular advantage that the electrode lead can be configured in a very gently flexible manner.

without the inserted spring wire, and it can therefore be positioned especially easily with the help of a mandrel or guide wire even in angled vessels since its preshaping is not built in beforehand and does not therefore have to be overcome first of all by the mandrel or guide wire. If, in fact, the prebending of the electrode lead has to be compensated by the mandrel or the guide wire during the insertion of the electrode lead, then the entire structure, i.e., the electrode lead and the mandrel or guide wire, is relatively rigid.

Alternatively, variants are conceivable in which the electrode lead is first brought into the intended shape in the inserted state. Plastic and subsequently elastically hardened materials in the electrode lead 30, for example, can serve for doing this. The use of, e.g., memory metals that are based on a titanium alloy can also lead to the conformation of the electrode lead 30 that has been described.

Claims

1. Electrode arrangement with an electrode lead (30), which carries at least one electrode (36), characterized in that the electrode lead (30) is constructed so that it assumes a course that is precurved in such a way that it assumes at least one principal curvature (34) in whose region the electrode (36) is arranged, whereby the principal curvature (34) is constructed in such a way that, in the implanted state, the electrode (36) is located adjacent to a predetermined vessel wall in the region of a vascular bifurcation, whereas the electrode lead follows the branching of the vessel.
2. Electrode arrangement in accordance with Claim 1, characterized in that the principal curvature (34) is adapted to the vascular bifurcation of the coronary sinus (12) to the lateral vein of a human heart (10).
3. Electrode arrangement in accordance with Claim 1 or 2, characterized in that the principal curvature (34) is a curvature in two planes.
4. Electrode arrangement in accordance with one of the Claims 1-3, characterized in that the principal curvature (34) proceeds on a surface that is curved cylindrically or in a torus-like manner.
5. Electrode arrangement in accordance with one of the Claims 1-4, characterized in that the principal curvature (34) is S-shaped in at least one plane.
6. Electrode arrangement in accordance with one of the Claims 1-5, characterized in that, at least sectionally, the principal curvature (34) is similar to a helical section.
7. Electrode arrangement in accordance with one of the Claims 1-6, characterized by a second electrode (3 [sic; (38)]) at the distal end of the electrode lead (30).
8. Electrode arrangement in accordance with Claim 7, characterized in that the electrode lead (30) is constructed so that it assumes a curvature in the region of its distal end (32), whereby

the electrode lead is constructed in such a way that, in the implanted state, the second electrode (38) is located adjacent to a vessel wall.

9. Electrode arrangement in accordance with Claim 8, characterized in that the curvature at the distal end is a second curvature.

10. Electrode arrangement in accordance with Claim 9, characterized in that the curvature at the distal end is a continuation of the principal curvature.

//insert figures//